

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号
特開2000-201930
(P2000-201930A)

(43) 公開日 平成12年7月25日 (2000.7.25)

(51) Int.Cl.

識別記号

F I

キーワード(参考)

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 8/06

4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願平11-11179

(22) 出願日 平成11年1月19日 (1999.1.19)

(71) 出願人 000003078

株式会社東芝

神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

(72) 発明者 辻野 弘行

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会
社東芝那須工場内

(74) 代理人 100078765

弁理士 波多野 久 (外1名)

Fターム(参考) 4C301 AA02 BB02 BB13 BB22 DD01

DD02 EE11 EE13 GB09 JB21

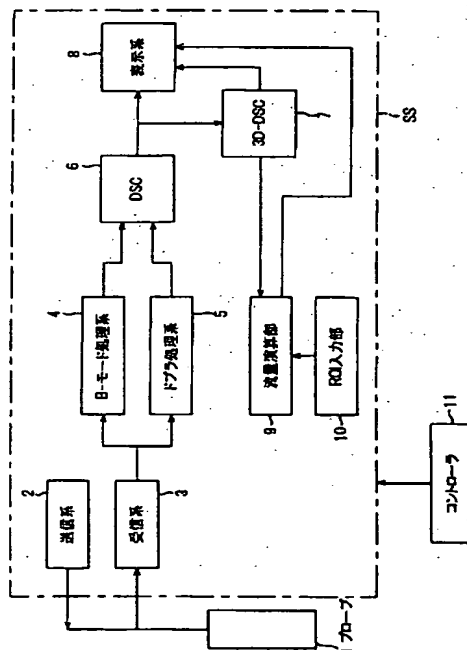
KK13 KK19 KK27 KK30 LL04

(54) 【発明の名称】 3次元超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 血流の流量計測を高精度かつ簡便に行うことができる3次元超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 3次元超音波診断装置は、被検体内の計測対象の血流路を含む3次元領域を超音波ビームで走査することにより超音波エコーの受信信号を収集する信号収集手段(1、2、3)と、この信号収集手段により収集された受信信号から3次元領域の血流情報を得る血流情報取得手段(5)と、この血流情報取得手段により得られた血流情報に基づいて血流路の長手方向に交差する断面の血流像を再構成する血流像再構成手段(7)と、この血流像再構成手段により再構成された血流像上に関心領域を設定する関心領域設定手段(8、10)と、この関心領域設定手段により設定された関心領域を通過する血流量を演算する血流量演算手段(9)とを備える。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被検体内の計測対象の血流路を含む 3 次元領域を超音波ビームで走査することにより超音波エコーの受信信号を収集する信号収集手段と、この信号収集手段により収集された受信信号から前記 3 次元領域の血流情報を得る血流情報取得手段と、この血流情報取得手段により得られた血流情報に基づいて前記血流路の長手方向に交差する断面の血流像を再構成する血流像再構成手段と、この血流像再構成手段により再構成された血流像上に関心領域を設定する関心領域設定手段と、この関心領域設定手段により設定された関心領域を通過する血流量を演算する血流量演算手段とを備えたことを特徴とする 3 次元超音波診断装置。

【請求項 2】 被検体の計測対象の血流路を含む 3 次元領域を超音波ビームで走査することにより超音波エコーの受信信号を収集する信号収集手段と、この信号収集手段により収集された受信信号から前記 3 次元領域の 3 次元断層像を得る断層像取得手段と、この断層像取得手段により得られた 3 次元断層像上に関心領域を設定する関心領域設定手段と、この関心領域設定手段により設定された関心領域に対して超音波ビームを走査することにより前記関心領域のみの血流情報を得る血流情報取得手段と、この血流情報取得手段により得られた血流情報に基づいて前記関心領域を通過する血流量を演算する血流量演算手段とを備えたことを特徴とする 3 次元超音波診断装置。

【請求項 3】 請求項 1 又は 2 記載の発明において、前記関心領域は、前記血流路の長手方向に交差する断面と平行な複数の断面を含み、前記血流量を演算する手段は、前記複数の断面の血流情報から前記関心領域を通過する血流量を演算する手段であることを特徴とする 3 次元超音波診断装置。

【請求項 4】 請求項 1 から 3 までのいずれか 1 項記載の発明において、前記血流路を交差する断面は、前記超音波ビームの走査線に直交する断面であることを特徴とする 3 次元超音波診断装置。

【請求項 5】 請求項 1 から 4 までのいずれか 1 項記載の発明において、前記血流路を交差する断面の血流像と、前記血流路の基準面の血流像とを同一画面上に表示する手段をさらに備えたことを特徴とする 3 次元超音波診断装置。

【請求項 6】 請求項 5 記載の発明において、前記血流路の基準面上に血流方向に関する情報を指定する手段と、この手段により指定された血流方向に関する情報を利用して血流速度の絶対値を求める手段とを備えたことを特徴とする 3 次元超音波診断装置。

【請求項 7】 請求項 1 から 6 までのいずれか 1 項記載の発明において、前記関心領域を複数指定する手段と、この手段により指定された複数の関心領域をそれぞれ通過する血流量を演算する手段と、この手段により演算さ

れる複数の関心領域の血流量から別の特徴量を算出する手段とをさらに備えたことを特徴とする 3 次元超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】この発明は、3 次元的な生体情報を用いて血流計測を行う 3 次元超音波診断装置に関する。

【0002】

10 【従来の技術】従来、医用超音波診断装置を用いた超音波ドブラ効果に基づく血流計測の中でも血流量の計測は臨床的に重要とされ、その測定精度を向上させるための試みが多く行われている（例えば、米国特許第 4790322 号参照）。その 1 つとして、複数の超音波ビーム走査線に直交する関心領域（ROI: region of interest）を設定し、その関心領域上の血流情報に元はその関心領域を通過する血流量を計測する装置が知られている。

20 【0003】ところで一方、近年、3 次元的な生体情報を取得する 3 次元超音波診断装置が提案され、注目されている。この装置では、被検体の 3 次元領域を超音波ビームで走査することによりその 3 次元領域からの受信信号を収集し、これを 3 次元ボリューム情報として再構成して表示するものである。この場合、超音波ビームの 3 次元的走査法としては、手動や機械式でスキャン面を移動させて行うタイプと、2 次元アレイプローブを用いて電子的にリアルタイムに走査させるタイプとが知られている。

【0004】

30 【発明が解決しようとする課題】上述した従来の計測法は、2 次元の断層像上で体積量である血流量を求めるもので、その計測原理上、関心領域を通過する血流はその関心領域の両側で流速分布が軸対象であるといった仮定が必要である。また、超音波ビームの走査線方向に沿ったドブラ速度から血流路内の流速を演算するには走査線と血流路との間の角度補正が必要であるため、これを回避するために血流路の互いに直交する 2 断面での計測を行っている。従って、従来の血流量の計測では、関心領域での流速分布が軸対象であるといった仮定により測定誤差が生じると共に、超音波ドブラ角度の補正をなくすための 2 断面での計測は一般に煩雑であるといった問題があった。

40 【0005】一方、上述のように 3 次元超音波診断装置も知られているが、特に血流情報を得るために必要とされる時間分解能を意識したものではない。従って、従来の 3 次元超音波診断装置は、血流情報の中でも特に時間分解能が重要とされる血流量の計測には不向きである。

50 【0006】この発明は、このような従来の問題を考慮してなされたもので、血流の流量計測を高精度かつ簡便に行うことができる 3 次元超音波診断装置を提供するこ

とを目的とする。

【0007】

【課題を解決するための手段】本発明者は、上記目的を達成するため、流路をその長手方向（軸方向）に交差する任意の断面（以下「短軸断面」）上の断層像（以下「血管短軸像」）の関心領域について血流情報を得るために超音波ビームをスキャンさせることにより、血流路内で短軸断面に平行な複数の短軸断面での血流情報取得し、これらの血流情報に基づいて関心領域内の速度分布情報を決定し、この速度分布情報を用いて血流量を計測する装置の着想を得た。これにより、従来の2次元画像に基づく流量計測における流速分布軸対称の仮定や関心領域の位置ズレによる測定誤差を大幅に低減すると共に、血流路の短軸断面として超音波ビーム走査線と直交する断面の血流情報を用いることでビームと血流路との間の角度依存性のない流量計測を行うことができることが分かった。

【0008】この発明に係る3次元超音波診断装置は、上記の着想に基づいて完成されてものである。

【0009】すなわち、請求項1記載の発明は、被検体内の計測対象の血流路を含む3次元領域を超音波ビームで走査することにより超音波エコーの受信信号を収集する信号収集手段と、この信号収集手段により収集された受信信号から前記3次元領域の血流情報を得る血流情報取得手段と、この血流情報取得手段により得られた血流情報に基づいて前記血流路の長手方向に交差する断面の血流像を再構成する血流像再構成手段と、この血流像再構成手段により再構成された血流像上に関心領域を設定する関心領域設定手段と、この関心領域設定手段により設定された関心領域を通過する血流量を演算する血流量演算手段とを備えたことを特徴とする。

【0010】請求項2記載の発明は、被検体の計測対象の血流路を含む3次元領域を超音波ビームで走査することにより超音波エコーの受信信号を収集する信号収集手段と、この信号収集手段により収集された受信信号から前記3次元領域の3次元断層像を得る断層像取得手段と、この断層像取得手段により得られた3次元断層像上に関心領域を設定する関心領域設定手段と、この関心領域設定手段により設定された関心領域に対して超音波ビームを走査することにより前記関心領域のみの血流情報を得る血流情報取得手段と、この血流情報取得手段により得られた血流情報に基づいて前記関心領域を通過する血流量を演算する血流量演算手段とを備えたことを特徴とする。

【0011】請求項3記載の発明は、請求項1又は2記載の発明において、前記関心領域は、前記血流路の長手方向に交差する断面と平行な複数の断面を含み、前記血流量を演算する手段は、前記複数の断面の血流情報から前記関心領域を通過する血流量を演算する手段であることを特徴とする。

【0012】請求項4記載の発明は、請求項1から3までのいずれか1項記載の発明において、前記血流路を交差する断面は、前記超音波ビームの走査線に直交する断面であることを特徴とする。

【0013】請求項5記載の発明は、請求項1から4までのいずれか1項記載の発明において、前記血流路を交差する断面の血流像と、前記血流路の基準面の血流像とを同一画面上に表示する手段をさらに備えたことを特徴とする。

10 【0014】請求項6記載の発明は、請求項5記載の発明において、前記血流路の基準面上に血流方向に関する情報を指定する手段と、この手段により指定された血流方向に関する情報を利用して血流速度の絶対値を求める手段とを備えたことを特徴とする。

【0015】請求項7記載の発明は、請求項1から6までのいずれか1項記載の発明において、前記関心領域を複数指定する手段と、この手段により指定された複数の関心領域をそれぞれ通過する血流量を演算する手段と、この手段により演算される複数の関心領域の血流量から別の特徴量を算出する手段とをさらに備えたことを特徴とする。

【0016】

【発明の実施の形態】以下、この発明に係る3次元超音波診断装置の実施の形態を図面を参照して説明する。

【0017】図1に示す3次元超音波診断装置は、その全体の制御中枢であるシステムコントローラ11と、このコントローラ11による制御の下で動作する装置本体SSと、この装置本体SSに接続される2Dアレイプローブ1とを備えている。このうち、装置本体SSには、送信系2、受信系3、Bモード処理系4、ドブラ処理系5、デジタル・スキャン・コンバータ(DSC)6、3次元デジタル・スキャン・コンバータ(3D-DSC)7、表示系8、流量演算部9、及びROI入力部10が含まれる。

30 【0018】2Dアレイプローブ1は、複数の超音波振動子を二次元アレイ状に配列した構成で、この各振動子を送信系2からの駆動信号を受けて所定の遅延パターン条件で駆動することにより、図2に示すように超音波ビーム3DBを被検体OB内の計測対象の血流路（血管）BLを含む3次元領域で空間的にフォーカス可能にボリュームスキャン（3次元スキャン）させると共に、この超音波ビーム3DBにおける3次元領域内の各点からの超音波エコーの受信信号を収集し、これを受信系3に送る。この受信系3にて超音波ビーム3DBの方向毎に得られた受信信号は、Bモード処理系4にて断層像データに変換されると共に、ドブラ処理系5にて血流情報にそれぞれ変換され、これらのデータに基づく画像がDSC6及び3D-DSC7を介して表示系8のモニタ上に表示される。

50 【0019】ここで、3D-DSC7内には、図3に示

すように3D座標演算部10及びその3Dメモリ11と、再構成画像演算部12及びそのメモリ13とが含まれる。そこで、3D座標演算部10にてビーム方向毎のデータから実空間に対応したデータに変換され、3Dメモリ11に記憶されると共に、再構成画像演算部12にて上記の実空間データから任意の断面への投影像またはボリューム像作成・表示のための演算が行われ、これらのデータがメモリ13に保存される。そして、再構成された画像が投影像またはボリューム像として表示系8の画面に表示される。この表示法としては、通常の2次元表示、複数断面の分割同時表示、ボリュームレンダリングによる3D表示等のいずれも設定可能である。

【0020】この状態で、血流計測が行われる。この血流計測の原理を図4に基づいて説明する。まず、図4に示す血流路BL内の軸方向（長軸方向）AXに直交する短軸断面PL1においては、血流の流量Qは、その短軸断面PL1の断面積S0と血流路BLの軸方向AXの流速v0との内積により、

【数1】

$$Q = \int_{S_0} v_0 \cdot dS_0$$

の積分式で求められる。

【0021】ここで、超音波ドブラ効果に基づく血流測定では、血流路BLの軸方向の速度v0ではなく、超音波ビームの走査線方向BLに沿った速度がドブラ速度vdとして検出される。そこで、血流路BL内に走査線LAと直交する短軸断面（C面）PL2を考え、この走査線LAと血流路BLの軸方向AXとの成す角度をθとしたとき、前述の流速v0及び断面積S0は、ドブラ速度vdと、走査線方向BLに直交する短軸断面PL2の断面積Sとを用いて、

【数2】

$$v_0 = \frac{v_d}{\cos \theta}$$

$$S_0 = \cos \theta \cdot S$$

で表わすことができる。

【0022】この【数2】式を上記【数1】式に代入すると、

【数3】

$$Q = \int_S \frac{v_d}{\cos \theta} \cdot \cos \theta \cdot dS$$

$$= \int_S v_d \cdot dS$$

の式が得られる。

【0023】従って、血流路BLにおける走査線方向と直交する短軸断面PL2の断面積Sとドブラ速度vdとが求まると、この両者の積により、θを使わずに、すなわち角度依存性がなく血流量を直接演算できることが分かる。

【0024】このような血流量計測に際し、計測部位の血流路BLを含む血流画像が表示系8のモニタ上に通常の2次元表示、複断面の分割同時表示、又はボリュームレンダリングによる3D表示等により表示されると共に、その画像上でマーカを含むROIの指定が可能となっている。ROIは、オペレータによりトラックボール、マウス等のROI入力部10を介して操作される。

【0025】ここで、血流画像及びROIの設定例を図5～図10に基づいて説明する。

【0026】図5は、血流路の基準面A1における血流像（以下「血管長軸像」）IM1及びその血管長軸像IM1上の血流量を求めたい任意の測定部位に指定可能な矩形のROI30を示す。このROI30は、計測部位断面として超音波ビームの走査線方向に垂直又は略垂直な短軸断面を指定するようにその走査線方向に垂直に設定すると共に、このROI30内のみの血流情報を計測時に得るようにドブラ用のスキャン領域をROI位置に一致させることで、それ以外の箇所でのスキャンを省略し、時間分解能の向上した血流画像を得ることができる。

【0027】また、このROI30は深さ方向に厚みをもつため、複数枚の短軸断面を含み、これにより、複数の血流情報を取得できる。この複数の血流情報を利用することで、計測値の平均効果による精度安定化を図ることができ、ROI30の相対的な位置ズレによる誤差を低減できる。このROI30の厚みや含まれる断面の枚数は任意に設定及び変更可能とする。また、このROI30を複数設定することも可能である。この場合には、複数の血流路で求められる血流量に基づいて他の特徴量を算出できる。

【0028】上記の血流路の基準面A1においては、図示のように血流の方向を指定する角度マーカMA1を表示させ、このマーカMA1で指定された方向の情報を利用して血流速度の絶対値を流量演算部9にて求めるように設定することもできる。

【0029】図6は、同様の血管長軸像IM1を3次元CFM像で表示した例を示す。この場合には、ドブラ用のスキャン領域を絞るように任意に設定・変更可能なROI（ACMのROI等）31が表示される。

【0030】図7は、走査線方向と直交する血流路の短軸断面における血管短軸像IM2及びその血管短軸像IM2上に設定されるROI40を示す。このように短軸断面における血管短軸像IM2を表示させ、この短軸像IM2上でROI40の指定を行うことにより、複数の短軸断面を表示画面上で確認しながら計測部位の選定や

その血流量の計測を行うことができ、直感的な操作性も大幅によくなる。

【0031】図8は、血管長軸像IM1と血管短軸像IM2とを同一画面に表示した場合を示す。このように計測部位の基準面における血管長軸像IM1と短軸断面における血管短軸像IM2とを同一画面に表示すれば、計測部位の視認性もより一層よくなって、ROI指定等の操作性もより一層向上する。また、画面表示の選択肢も増やす例として、例えば図9に示すように単位時間当たりの流速変化等の流量時間波形DS1や1心拍拍出量(ストロークボリューム)等の種々の血流計測値DS2を表示させたり、あるいは図10に示すように計測部位の基準面A1に直交する面A2での血管長軸像IM1を表示させたりすることも可能である。

【0032】上記の図5～図10に示す血流画像を見ながら、オペレータが計測部位の血流路をROIで指定すると、流量演算部9にて上述の計測原理に基づく処理(例えば、CPUによる流量演算用アルゴリズムの実行)が行われる。その結果、血流画像の各フレーム毎の瞬時流量がドブラ処理系5にて得られたドブラ速度を含む血流速度情報に基づいて短軸断面から演算され、この瞬時流量をフレーム毎に時間軸上で積分(この時間積分の幅すなわち関心時間は任意に設定及び変更可能)することにより、計測部位の血流量が計測可能となる。

【0033】従って、この実施の形態によれば、血流量の計測時に軸対象の仮定を必要としないために従来よりも大幅に測定精度を高めることができると共に、測定対象の短軸断面が超音波ビームと直交しているため、角度依存性もなく、互いに直交する2断面での計測も必要としないために従来よりも簡便な計測を実現できる。

【0034】なお、この実施の形態では、2次元アレイプローブを用いたリアルタイム式の3次元スキャン法を採用してあるが、この発明はこれに限定されるものではなく、例えば図11(a)及び(b)に示すように超音波プローブ1をその軸方向AXを中心に機械的に回転及び移動させて超音波ビーム2DBを3次元領域でスキャンする方式を適用することも可能である。

【0035】

【発明の効果】以上説明したように、この発明によれば、流路の短軸断面の流速分布に基づいて血流量を測定

するため、軸対称の仮定や角度依存性もなく測定精度を大幅に高めることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】この発明に係る3次元超音波診断装置の実施の形態を示す概略ブロック図。

【図2】3次元データの収集法を説明する概念図。

【図3】3D-DSC内の各部を示す概略ブロック図。

【図4】血流計測の原理を説明する概念図。

【図5】血流路の基準面における血管長軸像及びROIの表示例を示す概要図。

【図6】血管短軸像及びROIの他の表示例を示す概要図。

【図7】血流路の長手方向に交差する断面の血管短軸像及びROIの表示例を示す概要図。

【図8】血管長軸像と血管短軸像の同一画面上の表示例を示す概要図。

【図9】図8の表示例中に他の血流計測表示を加えた場合を示す概要図。

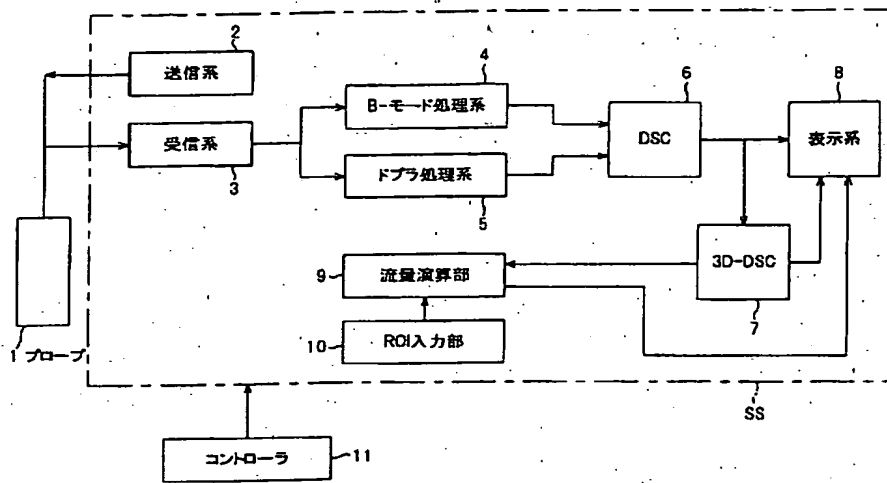
【図10】図8の表示例に基準面に直交する断面の血管長軸像及びROI表示を加えた場合を示す概要図。

【図11】(a)及び(b)は、プローブを機械的に回転させる方式の3次元データ収集法を説明する概念図。

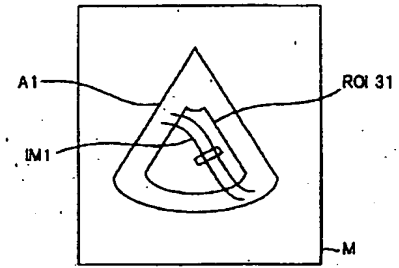
【符号の説明】

- 1 2次元アレイプローブ
- 2 送信系
- 3 受信系
- 4 Bモード処理系
- 5 ドブラ処理系
- 6 デジタル・スキャン・コンバータ(DSC)
- 7 3次元デジタル・スキャン・コンバータ(3D-DSC)
- 8 表示系
- 9 流量演算部
- 10 ROI入力部
- 11 コントローラ
- 20 3D座標演算部
- 21 3Dメモリ
- 22 再構成画像演算部
- 23 メモリ

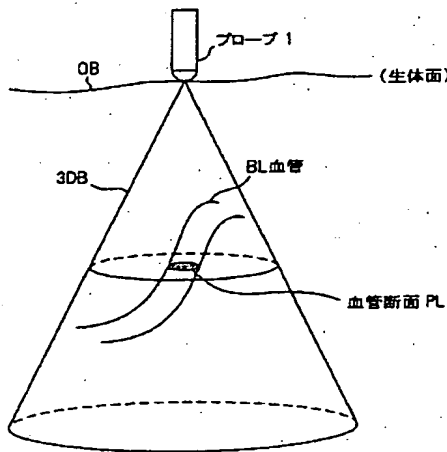
【図1】



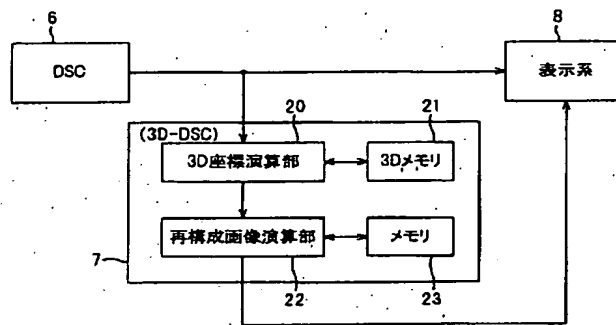
【図6】



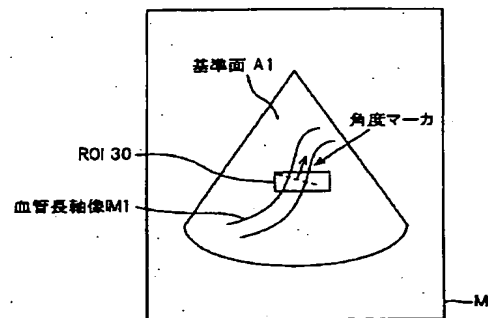
【図2】



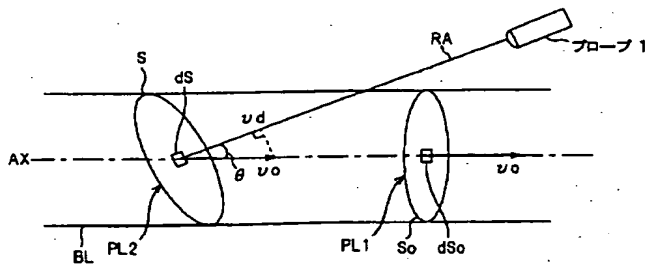
【図3】



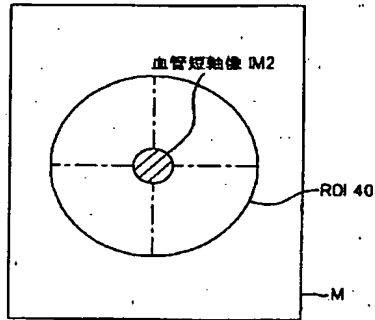
【図5】



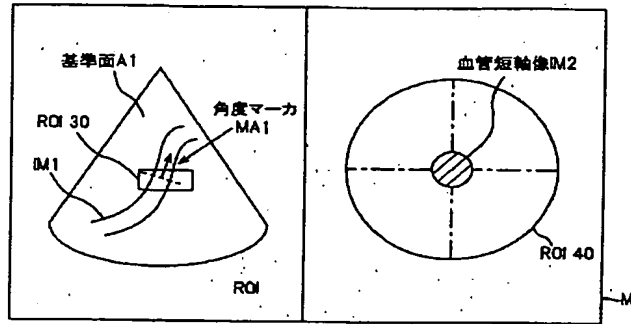
【図4】



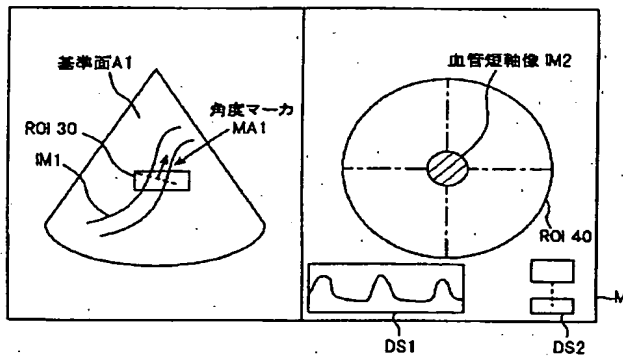
【図7】



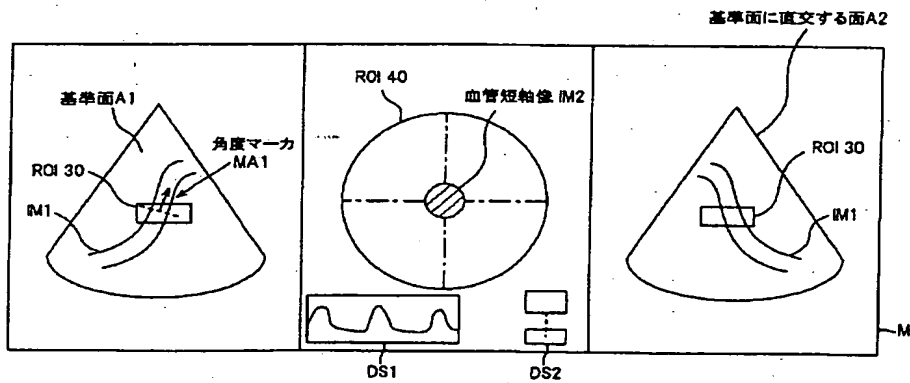
【図8】



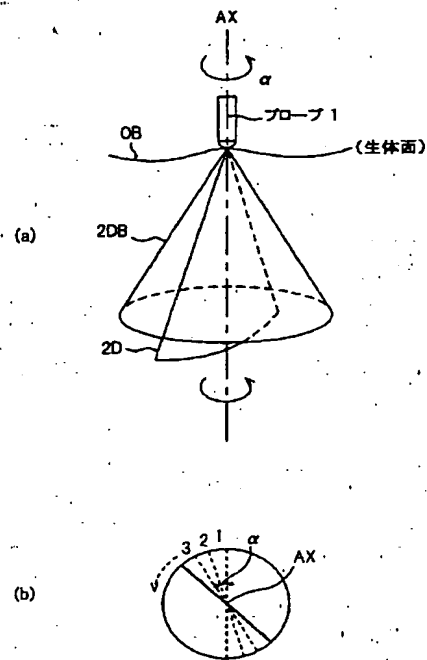
【図9】



【図10】



【図11】



PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2000-201930

(43)Date of publication of application : 25.07.2000

(51)Int.Cl.

A61B 8/06

(21)Application number : 11-011179

(71)Applicant : TOSHIBA CORP

(22)Date of filing : 19.01.1999

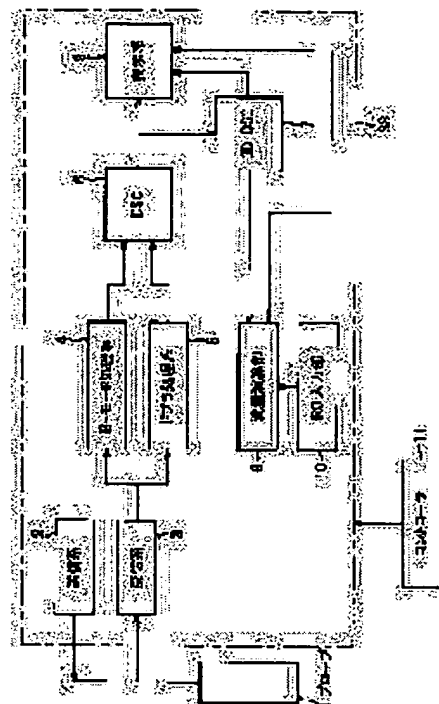
(72)Inventor : TSUJINO HIROYUKI

(54) THREE-DIMENSIONAL ULTRASONOGRAPH

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To easily measure bloodstream with high accuracy.

SOLUTION: This three-dimensional ultrasonograph is provided with signal collecting means 1, 2, 3 for collecting receive signals of ultrasonic echoes by scanning a three-dimensional area including a measured object blood passage in a subject, with ultrasonic beams; a bloodstream information acquiring means 5 for obtaining bloodstream information of the three-dimensional area from the receive signals collected by the signal collecting means; a bloodstream image recomposing means 7 for recomposing the bloodstream image of a cross section intersecting the longitudinal direction of the blood passage, on the basis of the bloodstream information obtained by the bloodstream information acquiring means; concerned area setting means 8, 10 for setting a concerned area on the bloodstream image recomposed by the bloodstream image recomposing means; and a bloodstream computing means for computing bloodstream passing through the concerned area set by the concerned area setting means.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

* NOTICES *

Japan Patent Office is not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

CLAIMS

[Claim(s)]

[Claim 1] A three-dimension ultrasonic diagnostic equipment characterized by providing the following. A signal collection means to collect input signals of an ultrasonic echo by scanning a three-dimension field including a blood-flow way for [in analyte] measurement with an ultrasonic beam A blood-flow information acquisition means to acquire blood-flow information on said three-dimension field from an input signal collected by this signal collection means A blood-flow image reconstruction means to reconfigure a blood-flow image of a cross section which intersects a longitudinal direction of said blood-flow way based on blood-flow information acquired by this blood-flow information acquisition means An area-of-interest setting-out means to set up an area of interest on a blood-flow image reconfigured by this blood-flow image reconstruction means, and a blood stream operation means to calculate a blood stream which passes through an area of interest set up by this area-of-interest setting-out means

[Claim 2] A three-dimension ultrasonic diagnostic equipment characterized by providing the following. A signal collection means to collect input signals of an ultrasonic echo by scanning a three-dimension field including a blood-flow way for [of analyte] measurement with an ultrasonic beam A tomogram acquisition means to obtain a three-dimension tomogram for said three-dimension field from an input signal collected by this signal collection means An area-of-interest setting-out means to set up an area of interest on a three-dimension tomogram obtained by this tomogram acquisition means A blood-flow information acquisition means to acquire blood-flow information only on said area of interest by scanning an ultrasonic beam to an area of interest set up by this area-of-interest setting-out means, and a blood stream operation means to calculate a blood stream which passes through said area of interest based on blood-flow information acquired by this blood-flow information acquisition means

[Claim 3] A means to calculate said blood stream in invention according to claim 1 or 2 including two or more cross sections where said area of interest is parallel to a cross section which intersects a longitudinal direction of said blood-flow way is a three-dimension ultrasonic diagnostic equipment characterized by being a means to calculate a blood stream which passes through said area of interest from blood-flow information on said two or more cross sections.

[Claim 4] A cross section which crosses said blood-flow way in invention given [to claims 1-3] in any 1 term is a three-dimension ultrasonic diagnostic equipment characterized by being the cross section which intersects perpendicularly with the scanning line of said ultrasonic beam.

[Claim 5] A three-dimension ultrasonic diagnostic equipment characterized by having further a means to display a blood-flow image of a cross section which crosses said blood-flow way, and a blood-flow image of datum level of said blood-flow way on the same screen in invention given [to claims 1-4] in any 1 term.

[Claim 6] A three-dimension ultrasonic diagnostic equipment characterized by having a means to specify information about the direction of a blood flow on datum level of said blood-flow way, and a means to calculate an absolute value of a flow velocity using information about the direction of a blood flow specified by this means, in invention according to claim 5.

[Claim 7] A three-dimension ultrasonic diagnostic equipment characterized by having further a means to specify two or more said areas of interest, a means to calculate a blood stream which passes through two or more areas of interest specified by this means, respectively, and a means to compute another characteristic quantity from a blood stream of two or more areas of interest calculated with this means, in invention given [to claims 1-6] in any 1 term.

[Translation done.]

*** NOTICES ***

Japan Patent Office is not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

DETAILED DESCRIPTION

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[The technical field to which invention belongs] This invention relates to the three-dimension ultrasonic diagnostic equipment which performs blood-flow measurement using three-dimension-biological information.

[0002]

[Description of the Prior Art] Conventionally, measurement of a blood stream is clinically made important also in the blood-flow measurement based on the ultrasonic Doppler effect using a medical ultrasonic diagnostic equipment, and many attempts for raising the accuracy of measurement are performed (for example, refer to U.S. Pat. No. 4790322). As one of them, the area of interest (ROI: region of interest) which intersects perpendicularly with two or more ultrasonic beam scanning lines is set up, and the equipment which measures the blood stream which passes through the area of interest to the blood-flow information on the area of interest at origin is known.

[0003] By the way, the three-dimension ultrasonic diagnostic equipment which acquires three-dimension-biological information on the other hand in recent years is proposed, and attracts attention. By scanning the three-dimension field of analyte with an ultrasonic beam, the input signals from that three-dimension field are collected, and this is reconfigured as three-dimension volume information, and is expressed as this equipment. In this case, the type which real time is made to scan electronically, using hand control, and the type performed by being mechanical and moving a scanning field and a two-dimensional-array probe as a three-dimension-scanning method of an ultrasonic beam is known.

[0004]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] The conventional mensuration mentioned above calculates the blood stream which is the amount of volume on a two-dimensional tomogram, and assumption that a velocity distribution is an axial object is required for the blood flow which passes through an area of interest on both sides of the area of interest on the measurement principle. Moreover, since the angle correction between the scanning line and a blood-flow way is required, in order to avoid this to calculate the rate of flow in a blood-flow way from the Doppler speed which met in the direction of the scanning line of an ultrasonic beam, measurement in two cross sections which intersect perpendicularly mutually [a blood-flow way] is performed. Therefore, in measurement of the conventional blood stream, while the measurement error arose by assumption that the velocity distribution in an area of interest is an axial object, generally measurement in two cross sections for losing amendment of an ultrasonic Doppler angle had the problem of being complicated.

[0005] On the other hand, although the three-dimension ultrasonic diagnostic equipment is also known as mentioned above, it is not what was conscious of the time resolution needed in order to acquire especially blood-flow information. Therefore, the conventional three-dimension ultrasonic diagnostic equipment is unsuitable for measurement of a blood stream made important [especially time resolution] also in blood-flow information.

[0006] This invention was made in consideration of such a conventional problem, and aims at offering high degree of accuracy and the three-dimension ultrasonic diagnostic equipment which can be performed simple for flow rate measurement of a blood flow.

[0007]

[Means for Solving the Problem] By making an ultrasonic beam scan, in order to acquire blood-flow information about an area of interest of a tomogram (following "blood vessel minor-axis image") on a cross section (following "minor-axis cross section") of arbitration which intersects the longitudinal direction (shaft orientations) in passage in order that this invention person may attain the above-mentioned object Blood-flow information on two or more minor-axis cross sections parallel to a minor-axis cross section was acquired in a blood-flow way, velocity-distribution information in an

area of interest was determined based on such blood-flow information, and an idea of equipment which measures a blood stream using this velocity-distribution information was obtained. Thereby, while reducing substantially a measurement error by location gap of an assumption of velocity-distribution axial symmetry and an area of interest in flow rate measurement based on the conventional two-dimensional image, it turned out that flow rate measurement without angular dependence between a beam and a blood-flow way can be performed by using blood-flow information on a cross section which intersects perpendicularly with the ultrasonic beam scanning line as a minor-axis cross section of a blood-flow way.

[0008] It is completed based on the above-mentioned idea, and a three-dimension ultrasonic diagnostic equipment concerning this invention is a thing.

[0009] Namely, a signal collection means to collect input signals of an ultrasonic echo when invention according to claim 1 scans a three-dimension field including a blood-flow way for [in analyte] measurement with an ultrasonic beam, A blood-flow information acquisition means to acquire blood-flow information on said three-dimension field from an input signal collected by this signal collection means, A blood-flow image reconstruction means to reconfigure a blood-flow image of a cross section which intersects a longitudinal direction of said blood-flow way based on blood-flow information acquired by this blood-flow information acquisition means, It is characterized by having an area-of-interest setting-out means to set up an area of interest on a blood-flow image reconfigured by this blood-flow image reconstruction means, and a blood stream operation means to calculate a blood stream which passes through an area of interest set up by this area-of-interest setting-out means.

[0010] A signal collection means to collect input signals of an ultrasonic echo when invention according to claim 2 scans a three-dimension field including a blood-flow way for [of analyte] measurement with an ultrasonic beam, A tomogram acquisition means to obtain a three-dimension tomogram for said three-dimension field from an input signal collected by this signal collection means, An area-of-interest setting-out means to set up an area of interest on a three-dimension tomogram obtained by this tomogram acquisition means, A blood-flow information acquisition means to acquire blood-flow information only on said area of interest by scanning an ultrasonic beam to an area of interest set up by this area-of-interest setting-out means, It is characterized by having a blood stream operation means to calculate a blood stream which passes through said area of interest based on blood-flow information acquired by this blood-flow information acquisition means.

[0011] A means to calculate said blood stream is characterized by being a means to calculate a blood stream which passes through said area of interest from blood-flow information on said two or more cross sections including two or more cross sections where invention according to claim 3 is parallel to a cross section where said area of interest intersects a longitudinal direction of said blood-flow way in invention according to claim 1 or 2.

[0012] A cross section where invention according to claim 4 crosses said blood-flow way in invention given [to claims 1-3] in any 1 term is characterized by being the cross section which intersects perpendicularly with the scanning line of said ultrasonic beam.

[0013] Invention according to claim 5 is characterized by having further a means to display a blood-flow image of a cross section which crosses said blood-flow way, and a blood-flow image of datum level of said blood-flow way on the same screen in invention given [to claims 1-4] in any 1 term.

[0014] Invention according to claim 6 is characterized by having a means to specify information about the direction of a blood flow on datum level of said blood-flow way, and a means to calculate an absolute value of a flow velocity using information about the direction of a blood flow specified by this means in invention according to claim 5.

[0015] Invention according to claim 7 is characterized by having further a means to specify two or more said areas of interest, a means to calculate a blood stream which passes through two or more areas of interest specified by this means, respectively, and a means to compute another characteristic quantity from a blood stream of two or more areas of interest calculated with this means in invention given [to claims 1-6] in any 1 term.

[0016]

[Embodiment of the Invention] Hereafter, the gestalt of operation of the three-dimension ultrasonic diagnostic equipment concerning this invention is explained with reference to a drawing.

[0017] The three-dimension ultrasonic diagnostic equipment shown in drawing 1 is equipped with the system controller 11 which is the control center of that whole, and 2D array probe 1 connected to the main part SS of equipment which operates under control by this controller 11, and this main part SS of equipment. Among these, the transmitting system 2, the receiving system 3, the B mode processor 4, the Doppler processor 5, the digital scan converter (DSC) 6, the three-dimension digital scan converter (3D-DSC) 7, the display system 8, the flow rate operation part 9, and the ROI input section 10 are contained in the main part SS of equipment.

[0018] 2D array probe 1 is the configuration of having arranged two or more ultrasonic vibrators in the shape of a 2-

dimensional array. By driving each of this vibrator on predetermined delay pattern conditions in response to the driving signal from the transmitting system 2 As shown in drawing 2 , while enabling the volume scan (three-dimension scan) of the focus of ultrasonic beam 3DB spatially in a three-dimension field including the blood-flow way (blood vessel) BL of the measurement symmetry in Analyte alumnus The input signals of the ultrasonic echo from each point in the three-dimension field in this ultrasonic beam 3DB are collected, and this is sent to the receiving system 3. While the input signal obtained for every direction of ultrasonic beam 3DB by this receiving system 3 is changed into tomogram data by the B mode processor 4, it is changed into blood-flow information by the Doppler processor 5, respectively, and the image based on these data is displayed on the monitor of the display system 8 through DSC6 and 3D-DSC7.

[0019] Here, in 3D-DSC7, as shown in drawing 3 , 3D coordinate operation part 10 and its 3D memory 11, and the reconstruction image operation part 12 and its memory 13 are contained. Then, while it is changed into the data corresponding to real space from the data for every beam direction by 3D coordinate operation part 10 and the 3D memory 11 memorizes, the operation for the projection image from the above-mentioned real space data to the cross section of arbitration, or volume image creation and a display is performed by the reconstruction image operation part 12, and these data is saved in memory 13. And the reconfigured image is displayed on the screen of the display system 8 as a projection image or a volume image. As this notation, both the usual two-dimensional display the division simultaneous display of two or more cross sections the 3D display by volume rendering, etc. can be set up.

[0020] Blood-flow measurement is performed in this condition. The principle of this blood-flow measurement is explained based on drawing 4 . First, it sets in the minor-axis cross section PL 1 which intersects perpendicularly with the shaft orientations AX in the blood-flow way BL shown in drawing 4 (the direction of a major axis), and the flow Q of a blood flow is the cross section S0 of the minor-axis cross section PL 1. The rate of flow v0 of the shaft orientations AX of the blood-flow way BL By the inner product, it is [Equation 1].

$$Q = \int_{S_0} v_0 \cdot dS_0$$

It asks by *****.

[0021] Speed which met in the direction BL of the scanning line of an ultrasonic beam instead of the speed v0 of the shaft orientations of the blood-flow way BL by the blood-flow measurement based on an ultrasonic Doppler effect here It is detected as a Doppler speed vd. Then, when the minor-axis cross section (C side) PL 2 which intersects perpendicularly with the scanning line LA is considered and the angle of this scanning line LA and the shaft orientations AX of the blood-flow way BL to accomplish is set to theta into the blood-flow way BL, the cross section S of the minor-axis cross section PL 2 which intersects perpendicularly in the Doppler speed vd and the direction BL of the scanning line is used for the above-mentioned rate of flow v0 and the above-mentioned cross section S0, and it is [Equation 2].

$$v_0 = \frac{v_d}{\cos \theta}$$

$$S_0 = \cos \theta \cdot S$$

It can come out and express.

[0022] It is [Equation 3] when a this [-two number] type is substituted for the above-mentioned [a-one number] formula.

$$Q = \int_S \frac{v_d}{\cos \theta} \cdot \cos \theta \cdot dS$$

$$= \int_S v_d \cdot dS$$

A ** type is obtained.

[0023] Therefore, when the cross section S and the Doppler speed vd of the minor-axis cross section PL 2 which intersect perpendicularly with the direction of the scanning line in the blood-flow way BL can be found, it turns out that

there is no angular dependence and the direct operation of the blood stream can be carried out by these both product, without using theta.

[0024] While a perfusion image including the blood-flow way BL of a measurement part is displayed on the monitor of the display system 8 on the occasion of such blood stream measurement by the usual two-dimensional display, the division simultaneous display of a double section, or the 3D display by volume rendering, assignment of ROI which contains a marker on the image is possible. ROI is operated by the operator through the ROI input sections 10, such as a trackball and a mouse.

[0025] Here, a perfusion image and the example of setting out of ROI are explained based on drawing 5 - drawing 10.

[0026] Drawing 5 shows ROI30 of the shape of a rectangle which can be specified at least as the test section of arbitration to ask for the blood stream on the blood-flow image (following "blood vessel major-axis image") IM 1 in the datum level A1 of a blood-flow way, and its blood vessel major-axis image IM 1. that this ROI30 is vertical to the direction of the scanning line of an ultrasonic beam as a measurement part cross section, or abbreviation -- while setting up at right angles to that direction of the scanning line so that a vertical minor-axis cross section may be specified, a scan in the other part can be omitted by making the scan field for Doppler in agreement with an ROI location so that the blood-flow information only in this ROI30 may be acquired at the time of measurement, and the perfusion image whose time resolution improved can be obtained.

[0027] Moreover, since this ROI30 has thickness in the depth direction, thereby, it can acquire two or more blood-flow information including the minor-axis cross section of two or more sheets. By using two or more of these blood-flow information, precision stabilization by the average effect of a measurement value can be attained, and the error by relative location gap of ROI30 can be reduced. The thickness of this ROI30 and the number of sheets of a cross section contained enable setting out and modification to arbitration. Moreover, it is also possible to carry out the multi-statement of this ROI30. In this case, based on the blood stream calculated on two or more blood-flow ways, other characteristic quantity is computable.

[0028] In the datum level A1 of the above-mentioned blood-flow way, the angle marker MA 1 who specifies the direction of a blood flow like a graphic display can be displayed, and it can also set up so that the absolute value of a flow velocity may be calculated by the flow rate operation part 9 using the information on the direction specified by this marker MA 1.

[0029] Drawing 6 shows the example which displayed the same blood vessel major-axis image IM 1 by the three-dimension CFM image. In this case, ROIs (ROI of ACM etc.)31 in which setting out and modification are possible are displayed to extract the scan field for Doppler on arbitration.

[0030] Drawing 7 shows ROI40 set up on the blood vessel minor-axis image IM 2 in the minor-axis cross section of the blood-flow way which intersects perpendicularly with the direction of the scanning line, and its blood vessel minor-axis image IM 2. Thus, by displaying the blood vessel minor-axis image IM 2 in a minor-axis cross section, and specifying ROI40 on this minor-axis image IM 2, selection of a measurement part and measurement of that blood stream can be performed checking two or more minor-axis cross sections on the display screen, and intuitive operability also becomes good substantially.

[0031] Drawing 8 shows the case where the blood vessel major-axis image IM 1 and the blood vessel minor-axis image IM 2 are displayed on the same screen. Thus, if the blood vessel major-axis image IM 1 in the datum level of a measurement part and the blood vessel minor-axis image IM 2 in a minor-axis cross section are displayed on the same screen, one layer of visibility nearby of a measurement part will become good, and it will improve one layer of operability nearby, such as ROI assignment. Moreover, it is also possible to display the blood vessel major-axis image IM 1 in the field A2 which intersects perpendicularly with the datum level A1 of a measurement part as are shown in drawing 9, and the various blood-flow measurement values DS 2, such as the flow rate time amount waves DS 1, such as the rate-of-flow change per unit time amount, and 1 heartbeat cardiac output (stroke volume), are displayed or it is shown in drawing 10 as an example which also increases the alternative of a screen display.

[0032] If an operator specifies the blood-flow way of a measurement part by ROI, looking at the perfusion image shown in above-mentioned drawing 5 - drawing 10, processing (for example, activation of the algorithm for a flow rate operation by CPU) based on an above-mentioned measurement principle will be performed by the flow rate operation part 9. Consequently, the blood stream of a measurement part becomes measurable by calculating from a minor axis cross section based on the flow velocity information containing the Doppler speed from which the instant flow rate for every frame of a perfusion image was obtained by the Doppler processor 5, and integrating with this instant flow rate on a time-axis for every frame (setting out and modification to arbitration being possible for the width of face, i.e., the interested time amount, of this time quadrature).

[0033] Therefore, since the minor-axis cross section of the measuring object lies at right angles to an ultrasonic beam

while being able to raise the accuracy of measurement more nearly substantially than before according to the gestalt of this operation, since the assumption for a shaft is not needed at the time of measurement of a blood stream, there is also no angular dependence, and since measurement in two cross sections which intersect perpendicularly mutually is not needed, either, measurement simpler than before is realizable.

[0034] In addition, although the three-dimension scanning of the real-time formula which used the two-dimensional-array probe is adopted with the gestalt of this operation, it is also possible to apply the method which this invention is not limited to this, makes rotate and move the ultrasonic probe 1 mechanically focusing on those shaft orientations AX as shown in drawing 11 (a) and (b), and scans ultrasonic beam 2DB in a three-dimension field.

[0035]

[Effect of the Invention] Since a blood stream is measured based on the velocity distribution of the minor-axis cross section of passage according to this invention as explained above, there are also no assumption and angular dependence of axial symmetry, and the accuracy of measurement can be raised substantially.

[Translation done.]

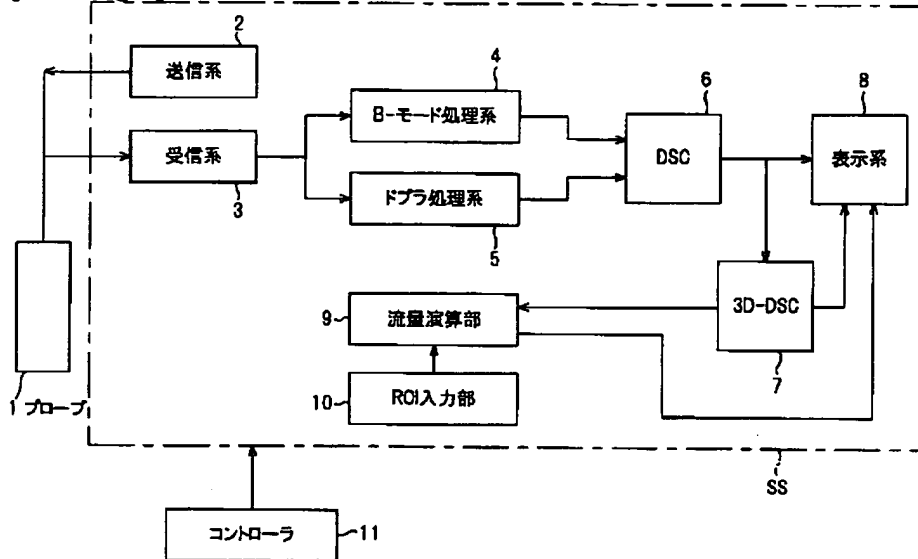
* NOTICES *

Japan Patent Office is not responsible for any damages caused by the use of this translation.

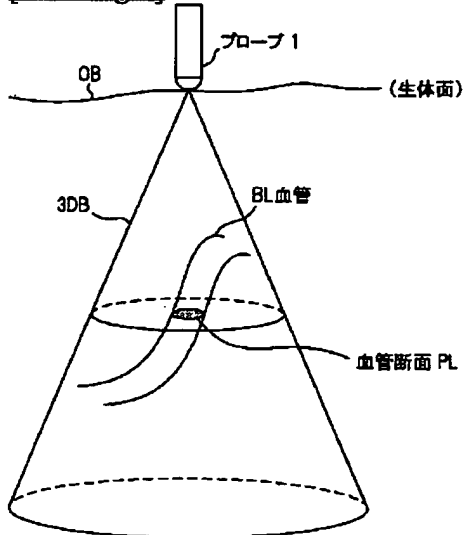
1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

DRAWINGS

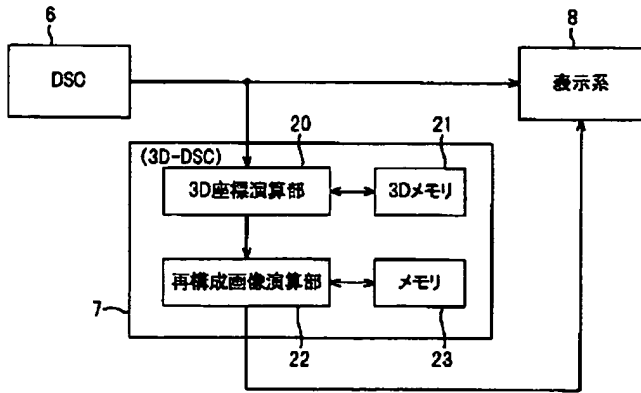
[Drawing 1]



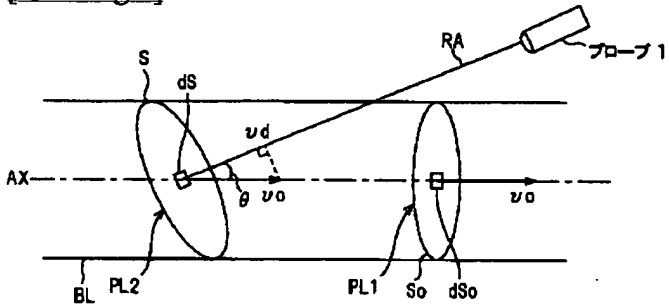
[Drawing 2]



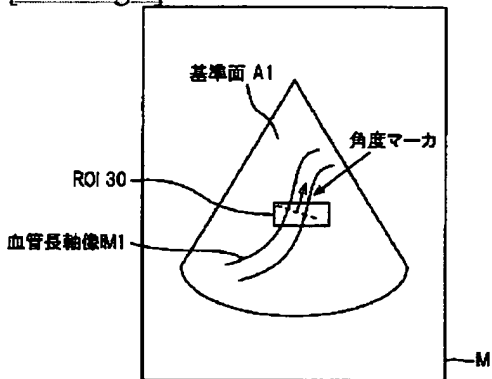
[Drawing 3]



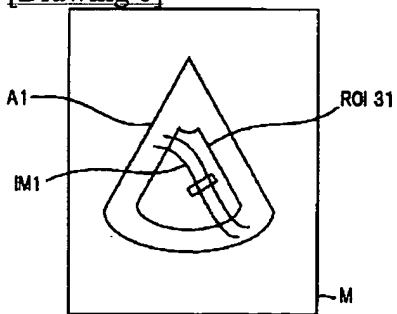
[Drawing 4]



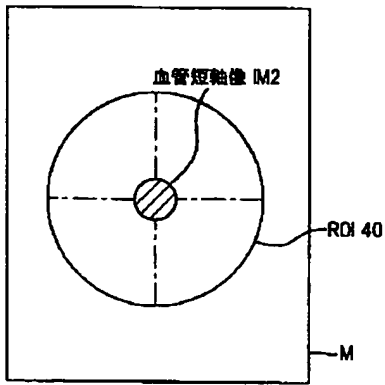
[Drawing 5]



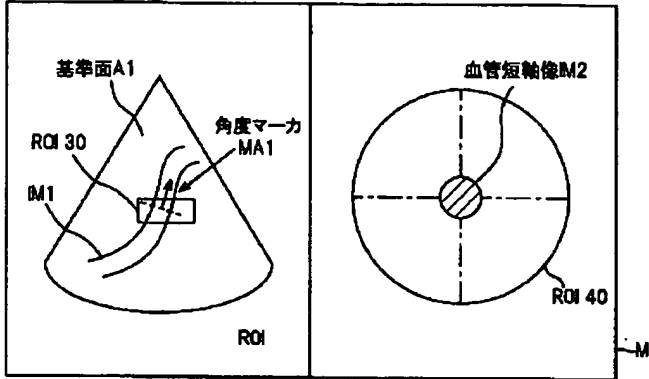
[Drawing 6]



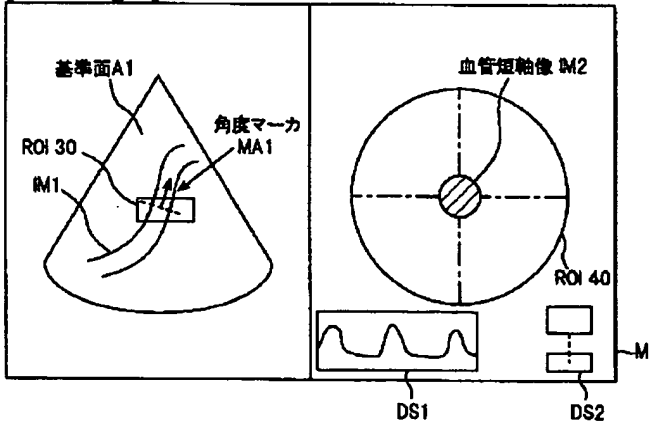
[Drawing 7]



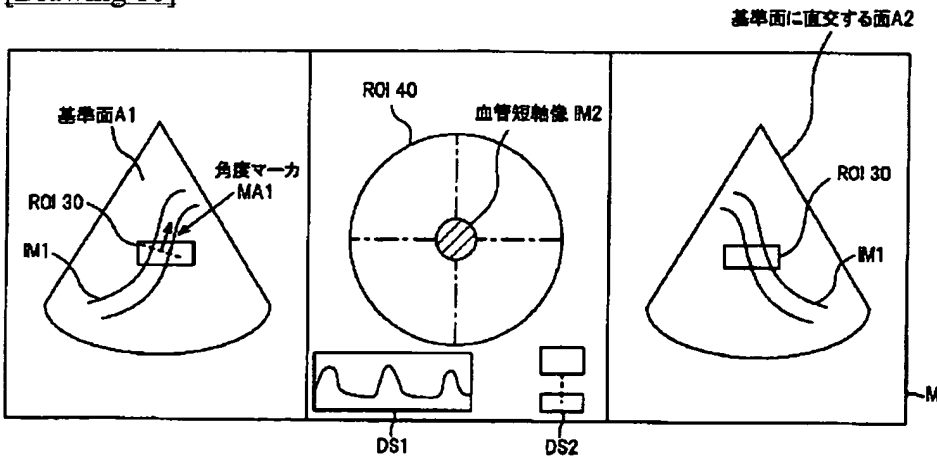
[Drawing 8]



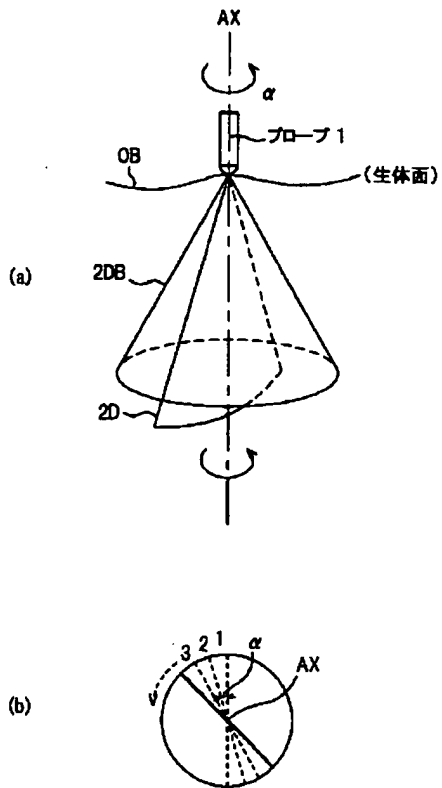
[Drawing 9]



[Drawing 10]



[Drawing 11]



[Translation done.]